Aus dem Zahnärztlichen Institut der Universität Basel
Abteilung für Kronen- und Brückenprothetik (Vorsteher: Prof. Dr. A. EGLI)

Goldeinlagen und ihr Verhalten beim Kauakt im Modellversuch

Inaugural-Dissertation

zur Erlangung der Doktorwürde der Zahnheilkunde der Medizinischen Fakultät der Universität Basel

vorgelegt von

HANS GYSIN

von Tenniken (Baselland)

1962

ZÜRICH 1962
BUCHDRUCKEREI BERICHTHAUS

Von der Medizinischen Fakultät Basel genehmigt auf Antrag von Professor Dr. med. dent. A. EGLI.

Tag der Promotion: 30. Mai 1962

Separatdruck aus: Schweiz. Mschr. Zahnheilk. *72*, 1052; 1962

Aus dem Zahnärztlichen Institut der Universität Basel
Abteilung für Kronen- und Brückenprothetik (Vorsteher: Prof. Dr. A. Egli)

Goldeinlagen und ihr Verhalten beim Kauakt im Modellversuch

Inaugural-Dissertation

zur Erlangung der Doktorwürde der Zahnheilkunde der Medizinischen Fakultät der Universität Basel

vorgelegt von

HANS GYSIN

von Tenniken (Baselland)

ZÜRICH 1962
BUCHDRUCKEREI BERICHTHAUS

Herrn Prof. Dr. A. R. EGLI möchte ich an dieser Stelle herzlich danken für die Überlassung des Themas und die vielen Ratschläge und Anregungen, die ich von ihm jederzeit entgegennehmen durfte.

Aus dem Zahnärztlichen Institut der Universität Basel
Abteilung für Kronen- und Brückenprothetik (Vorsteher: Prof. Dr. A. Egli)

Goldeinlagen und ihr Verhalten beim Kauakt im Modellversuch

Von Hans Gysin

616.314 089.27 × 151 × 618

1. Einleitung

Trotz zunehmender Verwendung von Kunststoffen haben die mesio-okkluso-distalen Goldeinlagen ihre Indikationen behalten – sowohl als einfache Füllung als auch in Form eines Brückenankers –, da die Kunststoffe bei weitem nicht an die hervorragenden Eigenschaften der Goldgussfüllungen heranreichen. Kunststoffe sind wegen ihrer geringen Festigkeit als Brückenanker ungeeignet, da uns vorläufig nur Materialien mit Brinellhärten zwischen 12,5–30 zur Verfügung stehen, während sie in der Kronenprothetik im Minimum 45 betragen sollte[1]. Mesio-okkluso-distale Inlays und komplexe Einlagen sind vor allem auf vitalen Prämolaren mit mesialen und distalen Kavitäten indiziert, da sie einen weitgehenden Schutz des Zahnes gewährleisten und bei kunstgerechter Präparation der Kavität auch hochgestellten Forderungen an die Ästhetik genügen[2].

Man ist in dieser Hinsicht bestrebt, die Ausdehnung der Präparation (und damit des verwendeten Goldes) möglichst gering zu halten. Damit wird einerseits der Verlust der Zahnhartsubstanzen verringert und so die Gefahr einer Schädigung der Pulpa vermindert, anderseits wird gleichzeitig den ästhetischen Forderungen Genüge getan. Um einen einwandfreien Randschluss zu erhalten, wird häufig weiches Gold mit hohen Dehnungs- und niedrigen Härtewerten, das gut anpoliert werden kann, verwendet[4]. Bei Gold besteht, wie bei jedem duktilen Material, unter der intermittierenden Belastung durch den Kauakt die Möglichkeit von Fliessvorgängen. Wenn für den mesiodistalen Balken des Inlays nicht die richtigen Dimensionen und mechanischen Eigenschaften des Goldes gewählt werden, so kann es zu solchen Fliessvorgängen kommen, wie sie in der Praxis hin und wieder beobachtet werden können. Folge davon ist Verlust des guten Randschlusses und Entstehung von Sekundärkaries.

Das Ziel dieser Arbeit ist, im Modellversuch derartige Fliessvorgänge zu untersuchen, um wenn möglich ein optimales Verhältnis der Form der Präparation zu den verschiedenen verwendeten Goldlegierungen zu finden.

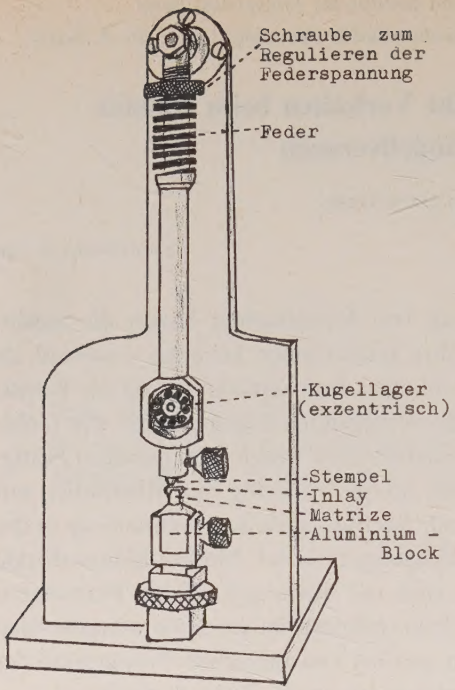


Abb. 1

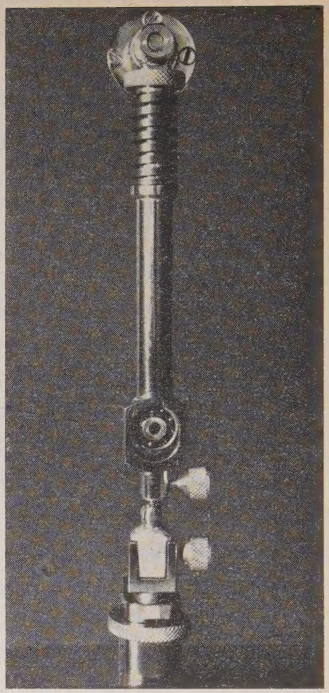


Abb. 2

2. Beschreibung der Methode

Wir bemühten uns, eine Methode zu finden, bei der die Mundverhältnisse in möglichst naturgetreuer Form, aber in verstärktem Ausmass nachgeahmt werden und die uns reproduzierbare Ergebnisse liefert. Dazu schien uns der Modellversuch geeignet, denn nur so konnten wir Resultate erhalten, die nicht von unkontrollierbaren biologischen Faktoren beeinflusst wurden. Es sei vor allem auf die verschiedenen Kaugewohnheiten einzelner Patienten, Artikulationshindernisse, Zustand des Parodontiums und damit der Zahnbeweglichkeit usw. hingewiesen. Allerdings haben wir somit kein berechenbares Verhältnis unserer experimentellen Belastungsgrössen zur wahren Beanspruchung der Goldeinlagen im Munde. Auch die Belastung der Inlays mit 20 kg ist willkürlich gewählt, variiert sie doch im Munde von 10 bis 77 kg[3,13], wobei noch die Frage zu prüfen wäre, ob diese Kaudrucke unter der physiologischen Beanspruchung auf die Kaufläche eines einzigen Zahnes wirksam würden. Nach Angaben von Herrn

Prof. EGLI wurde in den Werkstätten der Firma Métaux Précieux in Neuenburg ein Apparat gebaut, der es ermöglicht, Goldeinlagen intermittierend zu belasten, wobei, soweit der Modellversuch dies gestattet, die natürlichen Verhältnisse beim Kauakt nachgeahmt werden.

2.1 *Der Belastungsapparat*

Der Belastungsapparat ist derart gebaut, dass ein Stempel auf der Goldeinlage, die auf einer Matrize sitzt, Bewegungen ausführt, die den tangentiellen Kaubewegungen ähnlich sind[12,13]. Der Stempel wird durch einen Elektromotor über ein Getriebe und einen Exzenter in eine Art von Kaubewegung versetzt. Der Druck, mit dem der Stempel auf dem Inlay arbeitet, ist durch eine Spiralfeder von 0 bis 30 kg regulierbar[3,13]. Um die Versuchsreihen übersichtlich zu gestalten, wurde stets mit einer Belastung von 20 kg gearbeitet. Die Untersetzung des Getriebes ist so gewählt, dass in der Sekunde je eine Pro- und Repulsionsbewegung ausgeführt wird (s. Abb. 1, 2).

2.2 *Der Stempel*

Der Stempel, der auf der Goldeinlage arbeitet, sollte die Form eines Antagonisten des Prämolars haben. Dazu wurden Schliffe von wenig abradierten, aus kieferorthopädischen Gründen extrahierten Prämolaren angefertigt; die Schliffe in einen Photo-Vergrösserungsapparat gelegt, die Konturen bei starker Vergrösserung nachgezeichnet und nachher ausgewertet (s. Abb. 3). Es zeigte sich, dass die Höckerspitze der Prämolaren mit weitgehender Genauigkeit einer Kugelkalotte mit einem Radius von 1,2 mm entspricht (s. Tab. I). Das Material des Stempels muss einerseits so hart sein, dass er durch die Belastungen nicht verformt wird, anderseits darf er wegen Bruchgefahr nicht spröde sein. Ein Spezialstahl, wie er zur Herstellung von Stanzwerkzeugen verwendet wird, erschien dazu am geeignetsten. Die Verarbeitung besorgte die Firma Paul Frey, Metallbau, Sissach (Abb. 4).

2.3 *Die Matrizen*

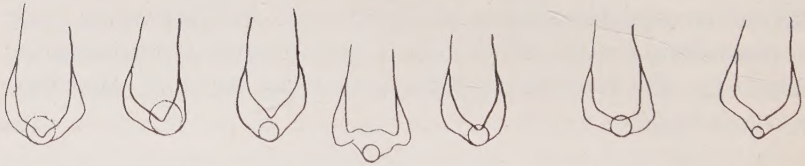
Vitale Prämolaren mit mesialen und distalen Kavitäten stellen das hauptsächliche Indikationsgebiet für mesio-okkluso-distale Goldeinlagen dar[2]. Auch sind die Seitbissbewegungen bei den Prämolaren weniger bedeutend als bei den Molaren[13], daher kommen wir mit unserer Belastungsapparatur, die nur Vor- und Rückbissbewegungen ausführt, den wirklichen Mundverhältnissen näher.

Um die Verhältnisse, wie sie in der Praxis vorliegen, möglichst genau nachzuahmen, wurden die Matrizen erst nach Durchführung der folgenden Voruntersuchungen hergestellt. Die Kupfermodelle von 20 Präparationen aus der Praxis[4,14] wurden ausgemessen und auf Grund der Er-

Abb. 3

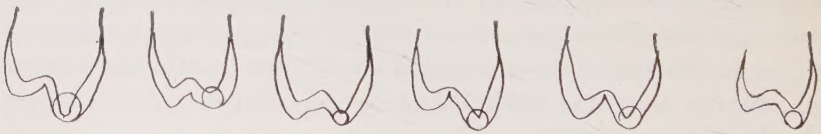
Tabelle I

Schliffe in mesiodistaler Richtung



$r = 1{,}33$ $r = 1{,}5$ $r = 1{,}2$ $r = 1{,}0$ $r = 1{,}1$ $r = 1{,}1$ $r = 0{,}85$ mm

Schliffe in vestibulo-oraler Richtung



$r = 1{,}3$ $r = 1{,}15$ $r = 1{,}05$ $r = 1{,}15$ $r = 1{,}2$ $r = 1{,}15$ mm

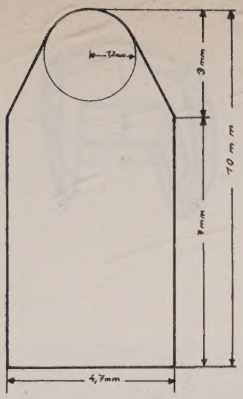


Abb. 4

Tabelle II 20 Präparationen

Neigung der Slices . .	13°	19°	7°	11°	8°	14°	16°	7°	13°	20°
Breite des Balkens in mm	2,2	2,6	3,5	1,8	2,3	1,3	3,3	1,8	1,9	3,0
Tiefe des Balkens in mm	2,0	1,8	3,0	3,1	3,0	2,1	2,5	1,2	1,8	1,0
Breite des Zahnes in mm	6,0	6,5	6,6	4,8	6,0	4,7	5,8	4,5	5,0	5,3
Breite des Mittelkörpers in mm	2,2	3,2	3,5	2,0	3,7	3,8	2,9	2,6	2,5	2,2

Neigung der Slices . .	10°	11°	6°	11°	8°	9°	12°	14°	15°	8°
Breite des Balkens in mm	2,8	3,0	3,1	2,5	2,6	1,9	2,4	2,7	2,4	2,2
Tiefe des Balkens in mm	2,5	3,1	2,2	2,0	2,5	2,0	2,4	2,8	1,8	2,6
Breite des Zahnes in mm	5,8	5,7	5,2	5,6	4,9	5,1	5,6	5,9	5,4	4,9
Breite des Mittelkörpers in mm	3,5	3,0	2,6	2,9	3,1	2,8	2,2	2,7	2,3	1,9

Matrize I: Präparation mit geringem Substanzverlust
Matrize II: Durchschnitt von 20 Modellen, ohne Berücksichtigung der Extremwerte
Matrize III: Präparation mit grossem Substanzverlust

	Matrize I	*Matrize II*	*Matrize III*
Neigung der Slices gegeneinander	11,6°	11,6°	11,6°
Breite des Balkens	1,8 mm	2,5 mm	3,0 mm
Tiefe des Balkens	1,5 mm	2,2 mm	3,0 mm
Zahnbreite, an der tiefsten Stelle der Slices gemessen	5,5 mm	5,5 mm	5,5 mm
Breite des Mittelkörpers	3,5 mm	2,7 mm	2,0 mm

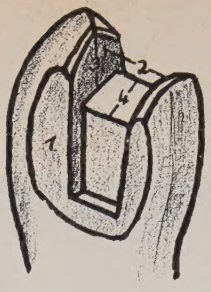


Abb. 5

1 = Slice-Cut
2 = Breite des Balkens
3 = Tiefe des Balkens
4 = Breite des Mittelkörpers (ist Mass für die Tiefe der approximalen Kasten)

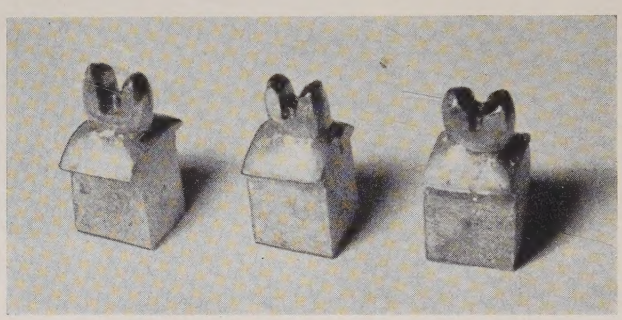


Abb. 6

gebnisse drei Typen von Matrizen angefertigt[5]. Es wurden nur Modelle von Präparationen auf vitalen Zähnen verwendet (s. Tabelle II).

Trotz starker Streuung wurde als Normalmass für die Neigung der Slices 11,6° angenommen.

Um exakte Messresultate zu erhalten, mussten wir bewusst von den natürlichen Verhältnissen des Dentins abweichen und die Matrizen aus einem wesentlich härteren und unnachgiebigeren Material anfertigen. Da die harten, für die Herstellung von Kronen und Inlays geeigneten Dentalgolde eine Härte bis zu 150 Vickers (in vergütetem Zustand bis zu 230 Vikkers) und eine Elastizitätsgrenze bis zu 65 kg/mm² aufweisen[6–9], musste ein Material mit einer Vickershärte über 300 kg/mm² und einer Elastizitätsgrenze über 100 kg/mm² zur Verwendung gelangen, damit unsere Matrizen bei den Versuchen nicht verformt wurden.

Wir verwendeten die Legierung «Syntacoben», die uns vom Institut Dr. Ing. R. STRAUMANN, Waldenburg, in freundlicher Weise zur Verfügung gestellt wurde. Es handelt sich dabei um eine Legierung, die sich leicht verarbeiten lässt und die durch Wärmebehandlung vergütet wer-

Tab. III Versuchsdauer 4 Std./Belastung = 20 kg, 200:1, Aurocolor 2

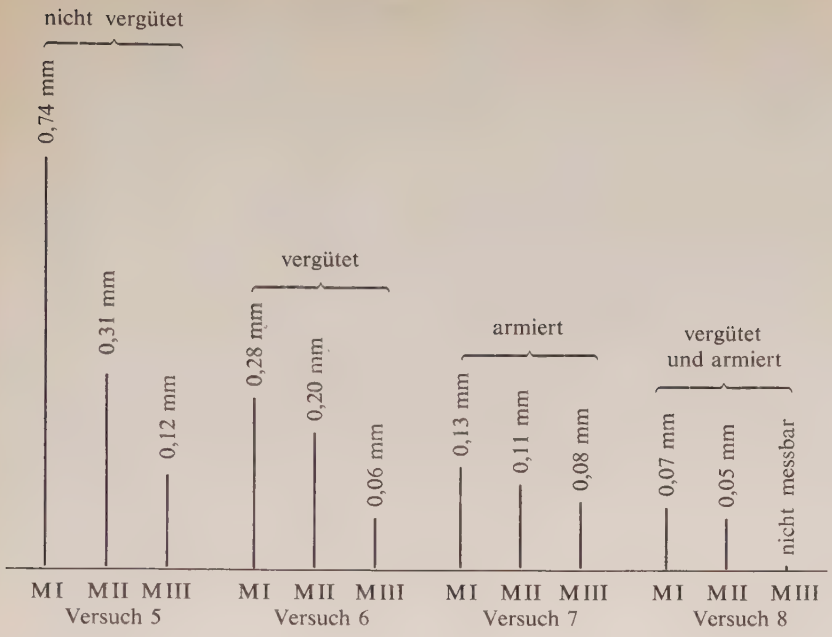
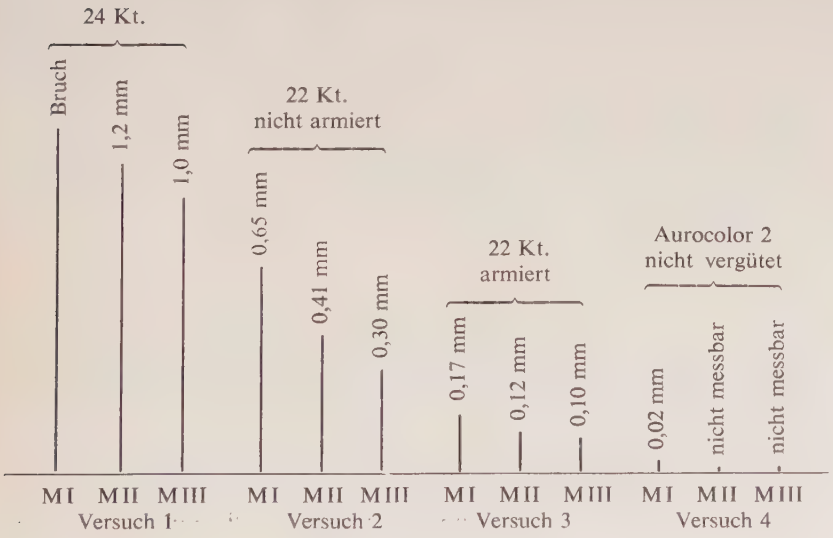


Tabelle IV Versuchsdauer 60 sec/Belastung = 20 kg, 100:1



den kann. «Syntacoben» weist eine Vickershärte von 600 bis 720 kg/mm² (je nach Wärmebehandlung) und eine Elastizitätsgrenze von 150 bis 180 kg/mm² auf[10]. Zur Befestigung im Belastungsapparat wurden die Matrizen mit Aluminium umgossen (s. Abb. 6). Auch diese starre Befestigung der Matrizen auf der Unterlage entspricht nicht den natürlichen Verhältnissen. In der Natur ist stets die physiologische Zahnbeweglichkeit vorhanden[11], durch die alle auf den Zahn einwirkenden Kräfte gebremst werden; für unsere Modellversuche war jedoch diese starre Befestigung notwendig, um vergleichbare Ergebnisse zu erhalten.

2.4 *Die Versuchsanordnung*

Um die Versuchsreihen übersichtlich zu gestalten, wurden alle Goldeinlagen mit einer Belastung von 20 kg bearbeitet. Es zeigte sich bei genau passenden Inlays kein Unterschied, ob diese bloss auf die Matrizen aufgesteckt oder mit einem Kronen-/Brücken-Zement befestigt wurden. Hingegen konnten bei nicht genau auf der Matrize sitzenden Einlagen, die nicht aufzementiert waren, Bewegungen in Form eines «Reitens» auf der Matrize festgestellt werden, die die Resultate derart veränderten, dass die Versuche mit neuen, besser sitzenden Inlays wiederholt werden mussten.

Da die Inlays durch die Bearbeitung mit dem harten Stahlstempel schon nach kurzer Zeit eine starke Abrasion zeigten, wurden sie mit einem feinen Maschinenöl eingeölt. Diese Abrasion zeigt ebenfalls, wie viel härter die Goldeinlagen in unseren Modellversuchen beansprucht werden, als dies im Munde geschieht, vor allem, weil der gesamte aufgewendete Kaudruck auf den mesiodistalen Balken des Inlays wirkt und nicht, wie dies unter physiologischen Verhältnissen der Fall ist, auch auf die an die Kauebene reichenden Zahnsubstanzen und die Nachbarzähne. Durch die Abrasion wurde auch die Dauer der Versuche bestimmt, da sonst die Matrizen beschädigt worden wären.

2.5 *Die Messmethode*

Es musste eine Methode gefunden werden, die es ermöglicht, die Verformungen der Goldeinlagen an jeder beliebigen Stelle zu messen. Durch diese Forderung schieden optische Messmethoden (zum Beispiel mit Lanameter) aus, da mit diesen nur Veränderungen an der Oberfläche geprüft werden können. Die Inlays wurden vor und nach den Versuchen mit einem selbsthärtenden Kunstharz auf die Syntacoben-Matrize aufzementiert. Nach der Erhärtung wurden die Goldeinlagen von der

Matrize abgehoben und die dünne Kunstharzschicht mit einem feinen Instrument von dem Inlay (oder der Matrize) gelöst. Die Dicke der beiden Kunstharzschichten wurde an der zentralsten Stelle der Slice-Cut mit Hilfe eines Mikrometers gemessen und aus dem Dickenunterschied der beiden Schichten das Ausmass der Verformung ermittelt.

3. Versuche und Ergebnisse

Für die folgenden Versuche wurden die vorgängig beschriebenen, verschieden dimensionierten Matrizen verwendet. Die mechanischen Eigenschaften der verwendeten Goldlegierungen sind aus Tabelle V ersichtlich, die Resultate der Versuche aus den Tabellen III und IV.

Versuch 1

Es zeigte sich, dass 24-Kt.-Gold so weich ist, dass die Inlays schon nach kurzer Zeit unbrauchbar wurden. Wider Erwarten brach die Einlage auf Matrize I (Präparation mit geringem Verlust an Zahnsubstanz) schon nach 40 Sekunden, entsprechend 40 Pro- und Repulsionsbewegungen, entzwei, auch bei mehrmaliger Wiederholung der Versuche.

Die Einlagen auf den Matrizen II und III verloren ihre Passgenauigkeit derart, dass dies von blossem Auge deutlich wurde (s. Abb. 7) und begannen auf der Matrize hin und her zu reiten.

Das Ergebnis dieses Versuches zeigt deutlich, dass 24karätiges Gold für die Herstellung mesio-okkluso-distaler Einlagen nicht geeignet ist, da es gegenüber den Beanspruchungen durch den Kauakt nicht widerstandsfähig genug ist.

Versuch 2

22-Kt.-Gold mit einer Brinellhärte von 45 kg/mm^2 erwies sich, wie zu erwarten war, als wesentlich widerstandsfähiger als 24-Kt.-Gold mit einer Brinellhärte von 20. Aus Tabelle III ist ersichtlich, dass die Zunahme der Widerstandsfähigkeit gegenüber dem weicheren 24-Kt.-Gold ungefähr das Dreifache beträgt.

Versuch 3

Bei diesem Versuch wurden die Inlays mit einem Pivotfil-Stift armiert, um die Vorteile der duktilen Golde zu erhalten, jedoch die Nachteile der Fliessvorgänge nach Möglichkeit auszuschalten.

Um Inlays zu armieren, wurde beim Modellieren in Wachs ein Pivotfil-Stift von 0,8 mm Dicke so in den mesiodistalen Balken eingefügt, dass der Stift auf beiden Seiten der Approximalfläche etwa 1 mm herausragte

und somit in der Einbettungsmasse in richtiger Lage fixiert wurde. Das Anbringen irgendwelcher Retentionen erübrigte sich, da es sich bei «Pivotfil» um eine angussfähige Legierung handelt.

Abb. 7

Durch die Armierung konnte die Widerstandsfähigkeit der Inlays gegenüber nicht armiertem 22-Kt.-Gold wiederum um etwa das Dreifache erhöht werden.

Dieser Versuch zeigt, wie mit der einfachen Massnahme der Armierung Goldeinlagen mit den ausgezeichneten duktilen Eigenschaften des 22-Kt.-Goldes und wesentlich erhöhter Widerstandsfähigkeit gegenüber Fliessvorgängen hergestellt wurden.

Versuch 4

In den speziellen Dental-Goldlegierungen sind die physikalischen Eigenschaften gegenüber den 22- und 24-Kt.-Golden derart verbessert worden, dass wir für die Versuche mit der Legierung «Aurocolor 2» zu längeren Versuchszeiten greifen mussten, damit sich deutliche Unterschiede in den Ergebnissen zeigten.

Versuch 5

In den Versuchen 5 bis 8 mit «Aurocolor 2» arbeiteten wir mit einer Belastung von 20 kg wie bei den Versuchen 1 bis 4, die Versuchsdauer wurde auf 4 Std. entsprechend 14400 Pro- und Repulsionsbewegungen erhöht. Das bedeutet eine Verlängerung der Versuchsdauer um das 240fache.

Die starke Verformung (0,74 mm) der Einlage auf Matrize I verdeutlicht, wie bei einer Präparation mit geringem Verlust an Zahnsubstanz

der Durchmesser des mesiodistalen Balkens so klein werden kann, dass das Inlay gegenüber den Beanspruchungen durch den Kauakt nicht mehr widerstandsfähig genug ist.

Versuch 6

Der Versuch 6 diente uns zur Prüfung, in welchem Ausmass sich die Widerstandsfähigkeit eines Inlays durch Vergüten steigern lässt. Durch eine Vergütung auf der Temperatur von 300 °C während 15 Minuten wird die Brinellhärte der Legierung «Aurocolor 2» von 125 auf 170 gesteigert. In unserem Versuch wirkte sich das so aus, dass die Verformung der Inlays annähernd um das Doppelte vermindert wurde.

Versuch 7

Wie in Versuch 3 wurden auch die Inlays aus «Aurocolor 2» armiert. Bei der Einlage auf Matrize III wurde die Verformung nicht wesentlich vermindert (von 0,12 mm in Versuch 5 auf 0,08 mm in Versuch 7), jedoch konnte so die Verformung des Inlays auf Matrize I von 0,74 mm (Versuch 5) auf 0,13 mm (Versuch 7) gesenkt und damit die Widerstandsfähigkeit um das 6fache erhöht werden.

Versuch 8

In diesem letzten Versuch wurden die Inlays armiert und vergütet, die Verformung des Inlays auf Matrize I wurde dadurch gegenüber dem nicht vergüteten und nicht armierten Material (vgl. Versuche 5 und 8) um mehr als das 10fache vermindert. In der Praxis bedeutet das, dass durch geeignete Massnahmen auch Inlays, die aus Gründen der Ästhetik und Ausdehung der Pulpa äusserst zierlich gestaltet werden müssen, beachtenswerte mechanische Eigenschaften aufweisen können.

Tabelle V Eigenschaften der verwendeten Legierungen

	Brinellhärte		*Elastizitätsgrenze*	
	weich	*vergütet*	*weich*	*vergütet*
24 Kt.	20	—	—	—
22 Kt.	45	—	19,5	—
Aurocolor 2	125	170	31	62
Pivotfil	285	—	79	

Für weitere Angaben sei auf die Tabellen der Hersteller hingewiesen. Bei Härteangaben unter 300 dürfen die Werte, gemessen nach Vickers, den Brinellhärten gleichgesetzt werden.

4. Diskussion

Die starken Verformungen, die an mehreren Inlays unserer Versuche auftraten, zeigen mit grosser Deutlichkeit, dass der Stress, dem die Einlagen im Belastungsapparat ausgesetzt sind, unvergleichlich härter ist als die Beanspruchungen unter Mundverhältnissen. Der Praktiker hat bei schmalem mesiodistalem Balken erst nach vielen Jahren Spreizungen gesehen, aber hier traten diese schon nach kurzer Versuchsdauer auf. Es ist uns im Augenblick unmöglich, mit Genauigkeit zu sagen, welche Anzahl von Faktoren diese grossen Unterschiede zwischen Modellversuch und Mundverhältnissen verursachen.

Mit Sicherheit ist zu sagen, dass die Zahnbeweglichkeit, die im Modellversuch nicht nachgeahmt werden kann, eine Rolle spielt; dass möglicherweise die natürliche Elastizität und Härte des Dentins, auf dem die Einlage unter Mundverhältnisse ruht, die Ergebnisse beeinflusst, ist ebenfalls nicht auszuschliessen. Die Abstützung der proximalen Flächen der Inlays durch den Kontakt mit den Nachbarzähnen, die im Modellversuch fehlt, übt sehr wahrscheinlich auch eine gewisse Beeinflussung auf den Grad der Verformung aus.

Andererseits muss gesagt werden, dass gerade durch die individuelle Beweglichkeit der Zähne im natürlichen Gebiss möglicherweise durch Verteilung der Kräfte auf verschiedene Zähne niemals so hohe Kaudrucke aus so kleinen Flächeneinheiten entstehen, wie dies in der Literatur angegeben wird[3, 13].

5. Zusammenfassung

Verschieden dimensionierte, aus verschiedenen Legierungen hergestellte Mesio-okkluso-distale-Goldgussfüllungen wurden im Modellversuch ähnlichen Belastungen wie sie im Munde vorkommen, jedoch in verstärktem Ausmass, ausgesetzt. Um die guten duktilen Eigenschaften einer Legierung mit der Widerstandsfähigkeit einer härteren Legierung zu vereinigen, wurden einige Einlagen mit einem Stift aus einer angussfähigen Platinlegierung armiert.

In 8 Versuchen wurde gezeigt, dass die Verwendung einer speziellen Dental-Goldlegierung gegenüber Legierungen ohne Platinmetalle gestattet, zierlich gehaltene Inlays mit hervorragenden mechanischen Eigenschaften herzustellen. Durch Vergüten und Armieren lässt sich ein grosser Gewinn an Widerstandsfähigkeit gegenüber Fliessvorgängen erzielen, so dass auch Einlagen mit einem mesiodistalen Balken von geringem Durchmesser den Beanspruchungen durch den Kauakt gewachsen sind.

Literaturverzeichnis

1. Vest, G.: Lehrbuch der zahnärztlichen Kronen- und Brückenprothetik, Band I. Birkhäuser, Basel 1951, S. 176.
2. Rebel, H. R.: Konservierende Zahnheilkunde. Carl Hanser, München 1950, S. 172.
3. Kranz, P. P.: Klinische Zahnheilkunde und ihre Grenzgebiete. Carl Hanser, München 1946, S. 55.
4. Vest, G.: Lehrbuch der zahnärztlichen Kronen- und Brückenprothetik, Band II. Birkhäuser, Basel 1960, S. 181, 301.
5. Documenta Geigy: Wissenschaftliche Tabellen, 6. Aufl. 1960, S. 146–172.
6. Skinner and Philips: The Science of Dental Materials. W. B. Saunders Company, Philadelphia and London 1960, S. 420.
7. Souder, W., and Paffenbarger, G. C.: Physical Properties of Dental Materials. Circular of the National Bureau of Standards C. 433, Washington 1942, S. 53–56.
8. Angaben der Firma Cendres et Métaux.
9. Angaben der Fima Métaux Précieux.
10. Angaben der Firma Int. Dr. Ing. R. Straumann, Waldenburg.
11. Mühlemann, H. R.: Die physiologische und pathologische Zahnbeweglichkeit. Schweiz. Mschr. Zahnheilk. *61*, 1; 1951.
12. Koller, K. C.: Zahnersatz durch Kronen, Brücken und Kleinprothesen, Bd. I. J. A. Barth, Leipzig 1943, S. 3.
13. Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde, Band I. Urban & Schwarzenberg, München/Berlin 1958), S. 56.
14. Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde, Band II. Urban & Schwarzenberg, München/Berlin 1958, S. 343–357.

Résumé

Des obturations coulées, du type mésio-occluso-distal, réalisées avec différents alliages d'or, ont été soumises à des actions mécaniques comparables à celles existant en bouche. Dans le but d'associer les propriétés de bonne ductilité d'un alliage à la résistance d'un alliage plus dur, certaines obturations ont été armées d'un pivot renfermant du platine.

Dans une série de 8 observations, on a constaté que l'emploi d'un alliage déterminé permet de réaliser des inlays très fins possédant d'excellentes propriétés mécaniques. En armant les incrustations, on augmente de manière importante leur résistance à l'égard du «flow» et des inlays mésio-distaux de faible diamètre répondant de manière satisfaisante aux efforts de mastication.

Summary

MOD inlays of different dimensions and of different alloys were subjected to artificial masticatory occlusal stress and it was attempted to reproduce mouth conditions as well as possible. However, stresses in the experimental machine were certainly higher than under living conditions since there was no tooth mobility or resilience, no proximal contact to neighboring teeth and no elasticity of the dentin substance. The experiments showed how the use of platinum alloyed dental golds and heat treatment of alloys have a decisive influence upon the resistance of MOD inlays to flow and deformation. The occlusal part of the inlay may thus be of very slender dimensions if the alloy was properly chosen and treated.

R. H. Boitel